

# ПРИМЕНЕНИЕ РАДИОТЕХНОЛОГИЙ

УДК 621.372; 616.12-073.7

*Н.О. ТУЛЯКОВА, канд. техн. наук*

## ЛОКАЛЬНО-АДАПТИВНАЯ МИРИАДНАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

### Введение

В настоящее время цифровые (компьютерные) системы применяются для исследований широкого спектра биологических и физиологических систем и явлений. Основные усилия при применении компьютерных систем для анализа биомедицинских сигналов направлены на использование цифровой обработки сигналов, методов моделирования для количественного (объективного) анализа. Помехи в биомедицинских сигналах препятствуют точному определению информативных параметров, распознаванию событий и компонент, анализу формы волн, распознаванию образов и их классификации, могут свести на нет эффективность алгоритмов анализа сигналов. Поэтому важнейшим этапом обработки биомедицинских сигналов является фильтрация помех.

Несмотря на то, что электрокардиограмма (ЭКГ) относится к относительно сильным биомедицинским сигналам с хорошо различимой формой волн, проблема улучшения эффективности подавления шума в электрокардиографических системах методами цифровой фильтрации до настоящего времени остается актуальной, поскольку постоянно растут требования к точности, надежности, быстродействию алгоритмов обработки данных сигналов. Развитие биотелеметрических систем обуславливает необходимость применения высокоэффективной фильтрации с целью подавления шума, возникающего при передаче сигнала по каналу связи, на который воздействуют помехи внешних источников, большое влияние оказывает сетевая наводка и устранения выбросов, присутствующих в цифровых системах связи вследствие ошибок кодирования/ декодирования.

Применение цифровой нелинейной фильтрации на основе робастных оценок для обработки одномерных сигналов позволяет обеспечить высокую эффективность подавления шума, описываемого как гауссовой плотностью распределения вероятностей (ПРВ), так и распределениями с “тяжелыми” хвостами – засоренными выбросами и значениями из выборок, описываемых другими законами ПРВ, и устранение выбросов [1 – 3]. Предложены [4 – 7] локально-адаптивные алгоритмы нелинейной устойчивой фильтрации в скользящем окне данных для обработки одномерных сигналов, в частности ЭКГ, обеспечивающие высокие интегральные показатели эффективности в широком диапазоне изменения дисперсии шума, не требующие время на адаптацию параметров фильтра и имеющие высокое быстродействие. В связи с этим, актуальной является задача разработки локально-адаптивных нелинейных фильтров для обработки ЭКГ с целью повышения эффективности подавления помех.

### Адаптивный аппроксимирующий фильтр

Принцип линейной адаптивной аппроксимирующей фильтрации [8] заключается в сигнально-зависимом изменении длины интервала аппроксимации для применения оптимального по методу наименьших квадратов (МНК) алгоритма Савицкого – :

$$y(i) = \sum_{j=-K}^{j=K} c_j x(i+j) / N, \quad (1)$$

где  $K$  – длина сегментов интервала аппроксимации с обеих сторон от общей точки с индексом  $i$ ;  $x(i+j)$  – входной дискретный сигнал;  $c_j = 3K^2 + 3K - 1 - 5j^2$  – весовые коэффициенты;  $N = [(2K + 1)(4K^2 + 4K - 3)]/3$  – нормирующий коэффициент.

Для адаптивного определения размера окна фильтра (интервала аппроксимации) предварительно вычисляется предложенная в [8] “wings” ( $W$ )-функция, имеющая отрицательные экстремумы в области резких  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ -зубцов ЭКГ:

$$W(i) = -abs([x(i) - x(i - 4)][x(i) - x(i + 4)]), \quad (2)$$

Длина сегментов интервала аппроксимации определяется по формуле

$$K(i) = K_{min} + (K_{max} - K_{min}) \times (W(i) - W_{min}) / (W_{max} - W_{min}), \quad (3)$$

где  $K_{min}$ ,  $K_{max}$  – минимальная и максимальная длина сегментов;  $W(i)$  – значения сглаженной  $W$ -функции;  $W_{max}$ ,  $W_{min}$  – максимальное и минимальное значения  $W$ -функции, вычисляемые для интервала длины сигнала. Для фильтрации ЭКГ при частоте дискретизации 400 Гц рекомендованы [8] значения  $K_{min}=1$ ,  $K_{max}=15$ .

Данный линейный адаптивный фильтр обеспечивает высокую степень подавления шума, однако незначительно расширяет зубцы ЭКГ и не применяется в реальном времени [8, 9].

### Локально-адаптивный фильтр с линейными КИХ-субапертурами

Для обработки ЭКГ предложены [5, 6] нелинейные локально-адаптивные фильтры (ЛАФ) с “жестким” переключением параметров, в которых в зависимости от оценок локальных свойств сигнала и помех, получаемых для каждого положения скользящего окна, адаптивно переключаются выходные сигналы различных компонентных фильтров.

В результате исследований свойств нелинейных фильтров [2, 3] в качестве компонентов ЛАФ [5, 6] предложено использовать гибридные нелинейные фильтры с экстраполирующими субапертурами с конечной импульсной характеристикой (КИХ). Компонентом данных ЛАФ с высокими динамическими свойствами – экстраполирующим КИХ-гибридным медицинским фильтром (ЭКГМФ) обеспечиваются высокие динамические свойства при обработке сигналов вида “пик”, “резкий” и “наклонный” перепады [3]. Выходной сигнал данного нелинейного фильтра задается выражением

$$y^{ЭКГМФ}(i) = med \{ \hat{x}_{fw}^1(i), \hat{x}_{fw}^0(i), x(i), \hat{x}_{bw}^0(i), \hat{x}_{bw}^1(i) \}, \quad (4)$$

где  $\hat{x}_{fw}^1(i) = \sum_{j=1}^k h(j) x(i - j)$ ,  $\hat{x}_{fw}^0(i) = \sum_{j=1}^k x(i - j) / k$  – выходные значения КИХ-субапертур 1-го и 0-го порядков, экстраполирующие выходной сигнал  $y^f(i)$  по  $k$  предыдущим  $i$ -му отсчетам;  $\hat{x}_{bw}^1(i) = \sum_{j=1}^k h(j) x(i + j)$ ,  $\hat{x}_{bw}^0(i) = \sum_{j=1}^k x(i + j) / k$  – выходные значения КИХ-субапертур 1-го и 0-го порядков, экстраполирующие выходной сигнал по  $k$  последующим за  $i$ -м значениям сигнала в окне фильтра размером  $N=2k+1$ ;  $h(j) = (4k - 6j + 2) / (k(k - 1))$  – коэффициенты экстраполяции 1-го порядка,  $j=1, \dots, k$ ;  $x(i)$  – центральный отсчет в окне данных.

Компонент ЛАФ [5, 6] со средними динамическими свойствами, обеспечивающий высокую степень подавления шума для сигналов, аппроксимируемых линейными и полиномиальными функциями, –  $\alpha$ -урезанный КИХ-гибридный фильтр (АКГФ) описывается как

$$y^{АКГФ}(i) = \frac{1}{N - 2[\alpha N]} \sum_{j=[\alpha N]+1}^{N-[\alpha N]} X^{(j)}, \quad X = \{ \hat{x}_{fw}^1(i), 2 \diamond \hat{x}_{fw}^0(i), x(i), 2 \diamond \hat{x}_{bw}^0(i), \hat{x}_{bw}^1(i) \}, \quad (5)$$

где  $X^{(1)} \dots \leq X^{(j)} \leq \dots X^{(N)}$  – упорядоченные элементы множества  $X$  в окне размером  $N$  (в данном случае  $N=7$ );  $\diamond$  – оператор дублирования соответствующего элемента заданное весом количество раз;  $[\alpha N]$  – параметр урезания, определяющий количество отбрасываемых порядковых статистик  $X^{(j)}$  в пределах окна фильтра,  $\alpha < 0,5$ .

В качестве параметра локальной адаптации (ПЛА) для получения локальных (в пределах скользящего окна) оценок свойств сигнала и помех используется устойчивый к априорной неопределенности модели сигнала и дисперсии шума  $Z$ -параметр [4], вычисляемый как

$$Z(i) = \frac{\sum_{k=i-(N-1)/2}^{i+(N-1)/2} (y^f(k) - x(k))}{\sum_{k=i-(N-1)/2}^{i+(N-1)/2} |y^f(k) - x(k)|}, \quad (6)$$

где  $x(k)$ ,  $y^f(k)$  –  $k$ -е отсчеты входного и выходного сигналов предварительного фильтра;  $i$  – индекс, соответствующий центральному положению скользящего окна размером  $N$ .

Для обработки сигналов, содержащих фрагменты вида скачков (“резких перепадов”), совместно с  $Z$ -параметром вычисляется его квазиразмах, служащий детектором скачка [4],

$$Q_Z(i) = Z^{(q)}(i) - Z^{(p)}(i), \quad q < p, \quad p - q \approx N/2, \quad (7)$$

где  $q$ ,  $p$  – номера порядковых статистик множества  $Z = \{Z(i-k), \dots, Z(i+k)\}$ ,  $k = \overline{1, N/2}$ , в пределах окна размером  $N$ .

Применяемый для фильтрации сигнала ЭКГ ЛАФ [5] на основе нелинейных фильтров с экстраполирующими КИХ-субапертурами (обозначим как  $A1$ ), использующий в качестве ПЛА  $Z$ -параметр (6), описывается выражением

$$y^{A1}(i) = \begin{cases} y^{\text{ЭКГМФ}(N=9)}(i), & (Z_2^t \leq Z(i) < 1), \\ y^{\text{АКГФ}(N=13, [\alpha N]=1)}(i), & (Z_1^t \leq Z(i) < Z_2^t), \\ y^{\text{АКГФ}(N=15, [\alpha N]=1)}(i), & (0 \leq Z(i) < Z_1^t); \end{cases} \quad (8)$$

где  $Z_1^t \approx 0,2$ ,  $Z_2^t \approx 0,4$  – пороговые значения.

Достоинствами данного нелинейного ЛАФ являются простота, устойчивость и высокое быстродействие вычислительных операций, малая задержка обработки –  $N/2$  отсчетов, позволяющие вести оперативную фильтрацию ЭКГ в реальном времени [5, 6].

#### Локально-адаптивный мириадный фильтр

В [7] предложен мириадный ЛАФ, использующий адаптивное вычисление параметра  $K$  мириадного фильтра, позволяющее изменять его свойства [10, 11], и переключение в зависимости от локальных оценок свойств сигнала и помех сигналов на выходах адаптивных мириадных фильтров с различными значениями размера окон и коэффициентов, используемых для адаптивной оценки параметра  $K$ .

Мириада выборки является робастной  $M$ -оценкой (максимума правдоподобия) параметра местоположения функции ПРВ и описывается формулой [1, 10]

$$\hat{\beta} \hat{=} \text{myriad}(x_1, x_2, \dots, x_N; K) = \arg \min_{\beta} \sum_{i=1}^N \log [K^2 + (x_i - \beta)^2], \quad (9)$$

где  $(x_1, x_2, \dots, x_N)$  – выборка значений случайной величины  $x$  в пределах окна размером  $N$ ;  $K$  – параметр линейности [10],  $K > 0$ .

Изменяя параметр  $K$ , можно менять свойства мириадного фильтра от высокой степени нелинейности при малых значениях  $K$ , при этом подавляется импульсный шум и другие помехи с “тяжелыми” хвостами функции ПРВ, до линейности при больших  $K$ , при которой обеспечивается высокая эффективность подавления гауссова шума [10, 11].

Адаптивная оценка параметра мириады  $K$  для каждого  $i$ -го положения скользящего окна находится прямо пропорциональной зависимостью от вычисляемого значения максимума абсолютных разностей элементов выборки данных:

$$K_A(i) = bK(i), \quad K(i) = \max_{k \neq j} |x(k) - x(j)| \Big|_{k, j=1}^N, \quad (10)$$

где  $b$  – постоянный коэффициент;  $N$  – размер окна.

Тогда, выходной сигнал адаптивного мириадного фильтра описывается как

$$y^{Admyr}(i) = myriad\{x(i - [N - 1]/2), \dots, x(i), \dots, x(i + [N - 1]/2); K_A(i)\}. \quad (11)$$

Локально-адаптивный мириадный фильтр [7] на основе “мягкой” адаптации параметра  $K$ , для которой используется вычисление ПЛА  $K(i)$  по формулам (10), и “жесткого” переключения выходных сигналов адаптивного мириадного фильтра (11), осуществляемого в результате сравнения ПЛА  $Z$  (6) и  $Q_Z$  (7) с пороговыми значениями, задается выражением

$$y^{A2}(i) = \begin{cases} y^{Admyr(N=5, b=3)}(i), & (Z_2^t \leq Z(i) < 1) \vee (Q_Z(i) > Q_Z^t); \\ y^{Admyr(N=9, b=5)}(i), & (Z_1^t \leq Z(i) < Z_2^t); \\ y^{Admyr(N=15, b=10)}(i), & (0 \leq Z(i) < Z_1^t); \end{cases}, \quad (12)$$

где  $y^{Admyr}(i)$  – выходной сигнал адаптивного мириадного фильтра (11) с размером окна  $N$  и коэффициентом  $b$ ;  $Z_1^t \approx 0,2$ ,  $Z_2^t \approx 0,4$ ,  $Q_Z^t \approx 0,4$  – пороговые значения для ПЛА  $Z(i)$  и  $Q_Z(i)$  [4]. Для вычисления ПЛА  $Z$  (6) и  $Q_Z$  (7) использовался размер окна  $N=15$ . В качестве предварительного фильтра для расчета  $Z$ -параметра применялся второй компонент ЛАФ  $A2$  (12) со средними свойствами при  $N=9$ ,  $b=5$ . Размеры апертур  $N$  и коэффициенты  $b$  для компонентных фильтров в ЛАФ  $A2$  (12) также подобраны компьютерным моделированием для тестового сигнала ЭКГ (рис.1) при частоте дискретизации 400 Гц.

Предложенный мириадный ЛАФ  $A2$  [7] характеризуется высокой степенью подавления гауссова шума и способностью устранять выбросы, преодолевает недостаток медианных и мириадных фильтров, заключающийся в резком снижении эффективности подавления помех при увеличении крутизны сигнала [2, 3, 7, 11].

### Модели сигнала и помех. Критерии эффективности

В качестве тестовой модели используем качественную запись реальной ЭКГ высокого разрешения (4,88  $\mu\text{В}/\text{б}$ ), регистрируемой с частотой дискретизации 400 Гц (рис.1). ЭКГ взрослого человека наиболее часто регистрируется с частотой 400 – 500 Гц, которая считается достаточной для передачи полной информации сигналом.

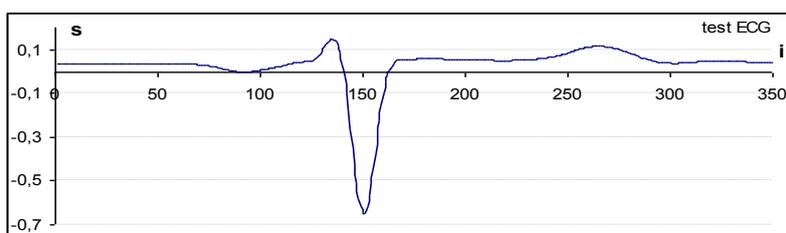


Рис. 1

Модель дискретного сигнала на входе алгоритма фильтрации опишем как  $x(i)=s(i)+n(i)$ , где  $s(i)$  – тестовый сигнал в отсутствие шума;  $n(i)$  – помеха. Модель помехи представим как  $n(i)=n_a(i)+n_\mu(i)$ , где  $n_a(i)$  – аддитивный гауссов шум с нулевым математическим ожиданием и дисперсией  $\sigma_a^2$ ;  $n_\mu(i)$  – сигнально-зависимый шум с нулевым математическим ожиданием и дисперсией  $\sigma_\mu^2$ , зависящей от амплитуды сигнала  $s(i)$  по закону  $\sigma_\mu^2=k_0(s^2(i))$ ,  $k_0 \in [0; 0,1]$ .

Для получения статистических оценок эффективности фильтрации ЭКГ применим общепринятые критерии среднеквадратической ошибки (СКО), вычисляемой по формуле

$$\chi_{i_1-i_2} = \sum_{i=i_1}^{i_2} [y^f(i) - s(i)]^2 / [i_2 - i_1 + 1], \quad (13)$$

где  $y^f(i)$ –  $i$ -й отсчет сигнала на выходе фильтра;  $s(i)$  – сигнал в отсутствие шума;  $i_1, i_2$  – индексы отсчетов, задающие интервал оценки эффективности; и отношения сигнал-шум (ОСШ), вычисляемого как

$$q = 10 \lg (p_s / p_n), \quad (14)$$

где  $p_s = \sum_{i=1}^I (s(i) - \bar{s})^2 / I$  – мощность сигнала;  $p_n = \sum_{i=1}^I (y^f(i) - s(i))^2 / I$  – мощность шума;  $\bar{s} = \sum_{i=1}^I s(i) / I$  – среднее значение сигнала длины  $I$ .

### Анализ результатов исследования

В связи со сложностью аналитического описания свойств нелинейных фильтров и их зависимостью от характеристик помех [1 – 3] экспериментальные данные получены методом Монте-Карло: для различных условий помех вычислялись усредненные для большого количества реализаций  $N_R$  оценки эффективности по критериям СКО (13) и ОСШ (14) (таблица).

Для определения мириады выборки в пределах окна фильтра реализован алгоритм, использующий МНК для нахождения неизвестных коэффициентов функции регрессии и соответственно координаты минимума мириадной функции потерь (9), аппроксимируемой параболой [12]. В алгоритме не используются итерации – применяется простой метод Гаусса для решения системы линейных уравнений, однако, как и другие алгоритмы поиска мириады, алгоритм на основе МНК не характеризуется вычислительной устойчивостью, а также требует предварительного устранения выбросов. При наличии в сигнале скачков рекомендуется применять алгоритм мириадного фильтра на основе численного метода Ньютона [13], для которого необходима предварительная оценка стандартного отклонения данных для задания точности итераций, а в ЛАФ (8) целесообразно использование детектора скачка (7).

Анализ эффективности адаптивного аппроксимирующего фильтра (1) [8], нелинейного ЛАФ с экстраполирующими КИХ- субапертурами (8) [5, 6], мириадного ЛАФ с изменяемым размером окна и параметром мириады  $K$  (12) [7] показывает высокое качество фильтрации ЭКГ (таблица). При этом ЛАФ (8) практически не уступает по эффективности адаптивному аппроксимирующему фильтру (1), не применяемому в реальном времени. В диапазоне низкого – высокого уровня шума (исходное ОСШ изменялось в пределах 18 – 6,5 дБ) выходное ОСШ возросло на 7 – 10 дБ, а СКО уменьшилось в 5 – 9,6 раз. Предложенный мириадный ЛАФ (12) имеет преимущество в эффективности по критерию ОСШ более чем на 1 дБ, а по критерию СКО на 60 – 30 %. В целом, мириадный ЛАФ обеспечивает увеличение ОСШ на 8 – 10,6 дБ, а уменьшение СКО в 6,7 – 11 раз (таблица).

Фильтр	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ	СКО	ОСШ
1) $\sigma_a^2=0,0002$ ; $N_R=200$ ;		2) $\sigma_a^2=0,0004$ ;		3) $\sigma_a^2=0,0006$ ;		4) $\sigma_a^2=0,0008$ ;		5) $\sigma_a^2=0,001$ ;		
Исходный	0,00020	18,2	0,00040	15,2	0,00060	13,5	0,00080	12,2	0,00100	11,2
Аппроксим	0,00005	24,5	0,00007	23,2	0,00008	22,2	0,00010	21,3	0,00012	20,6
A1(Z)	0,00004	25,2	0,00007	23,3	0,00009	22	0,00011	21,1	0,00013	20,3
A2(Z, Q <sub>Z</sub> )	<b>0,00003</b>	<b>26,2</b>	<b>0,00005</b>	<b>24,5</b>	<b>0,00007</b>	<b>23,3</b>	<b>0,00008</b>	<b>22,3</b>	<b>0,00010</b>	<b>21,5</b>
6) $\sigma_a^2=0,0013$ ; $N_R=200$ ;		7) $\sigma_a^2=0,0017$ ;		8) $\sigma_a^2=0,002$ ;		9) $\sigma_a^2=0,0026$ ;		10) $\sigma_a^2=0,003$ ;		
Исходный	0,00130	10,09	0,00170	8,9	0,00200	8,2	0,00259	7,1	0,00299	6,5
Аппроксим	0,00015	19,68	0,00018	18,7	0,00021	18,1	0,00027	17,0	0,00031	16,5
A1(Z)	0,00016	19,32	0,00020	18,5	0,00023	17,9	0,00028	16,9	0,00032	16,4
A2(Z, Q <sub>Z</sub> )	<b>0,00012</b>	<b>20,57</b>	<b>0,00016</b>	<b>19,6</b>	<b>0,00018</b>	<b>18,9</b>	<b>0,00024</b>	<b>17,8</b>	<b>0,00027</b>	<b>17,1</b>
11) $\sigma_a^2=0,0003$ , $k_0=0,0006$ , $N_R=200$ ;		12) $\sigma_a^2=0,0006$ , $k_0=0,001$ ;		13) $\sigma_a^2=0,0008$ , $k_0=0,003$ ;		14) $\sigma_a^2=0,001$ , $k_0=0,006$ ;		15) $\sigma_a^2=0,002$ , $k_0=0,008$ .		
Исходный	0,00031	16,3	0,00061	13,4	0,00084	12,0	0,00108	10,9	0,00212	8,0
Аппроксим	0,00006	23,5	0,00009	21,7	0,00012	20,5	0,00016	19,3	0,00027	17,1
A1(Z)	0,00006	23,9	0,00009	21,8	0,00012	20,6	0,00015	19,7	0,00026	17,4
A2(Z, Q <sub>Z</sub> )	<b>0,00004</b>	<b>25,0</b>	<b>0,00007</b>	<b>23,0</b>	<b>0,00009</b>	<b>21,9</b>	<b>0,00012</b>	<b>20,9</b>	<b>0,00021</b>	<b>18,2</b>

Применение адаптивных фильтров к тестовому сигналу ЭКГ (рис.1) при аддитивном гауссовом шуме показано на рис.2, где  $a$  – исходный сигнал;  $b$  – сигнал на выходе адаптивного аппроксимирующего фильтра;  $в$  – сигнал на выходе ЛАФ А1;  $г$  – сигнал на выходе мириадного ЛАФ А2. Из результатов обработки модельных сигналов и применения для реальных систем: рис. 3 – обработка сигнала одноканального портативного кардиографа; рис.4 – устранение миографического шума в ЭКГ; рис. 5 – 7 – обработка ЭКГ с нарушениями ритма, следует, что нелинейными ЛАФ обеспечивается более высокое качество фильтрации в сравнении с адаптивным аппроксимирующим фильтром (1).

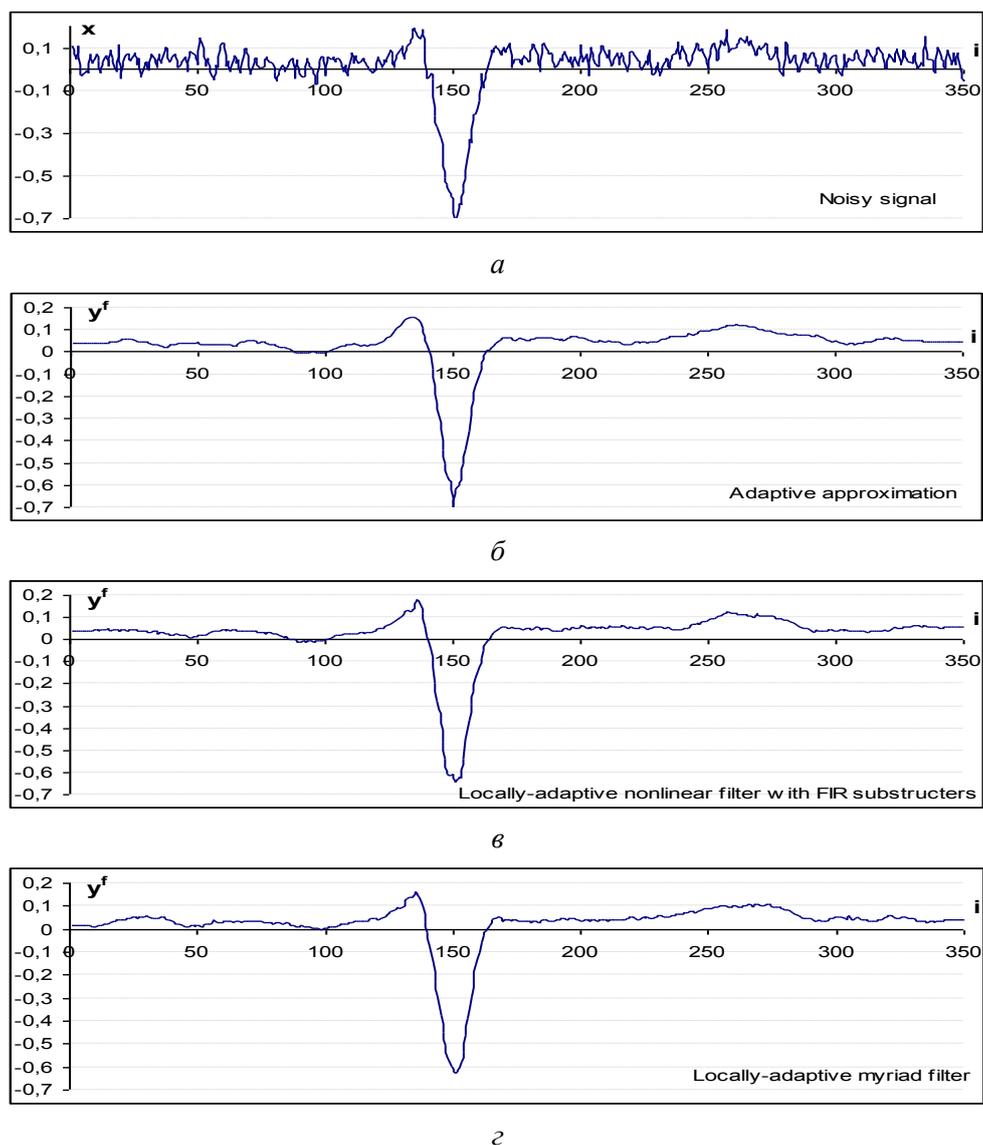
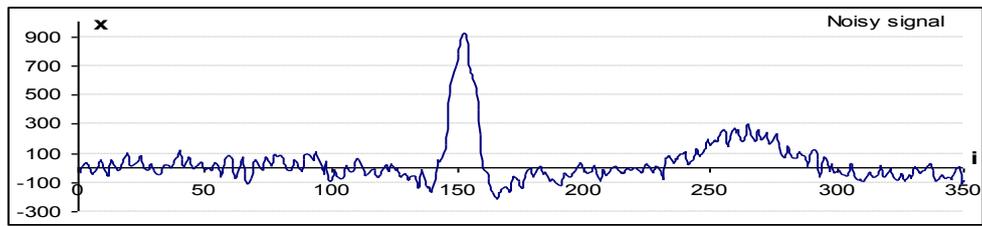
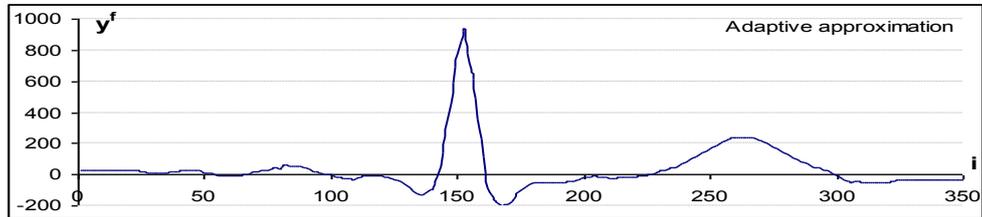


Рис.2

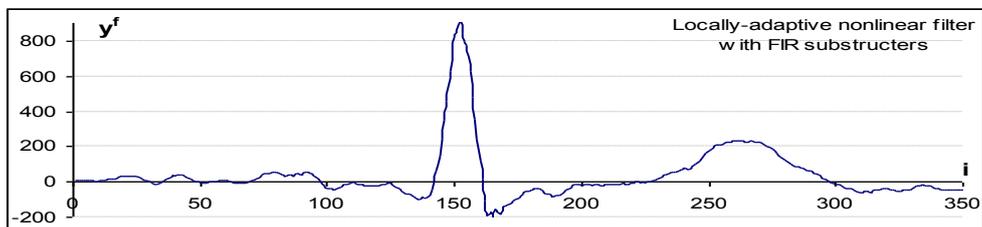
Как замечалось ранее, ЛАФ (8) характеризуется высоким быстродействием и устойчивостью, не требует предварительной оценки дисперсии, тогда как алгоритмы мириадных фильтров более трудоемкие, однако в зависимости от вычислительных ресурсов и использования быстрых алгоритмов могут также применяться в реальном времени. К достоинствам мириадного ЛАФ (12), так же, как и ЛАФ (8), можно также отнести независимость от амплитуды обрабатываемого сигнала и разрешения аналого-цифрового преобразователя.



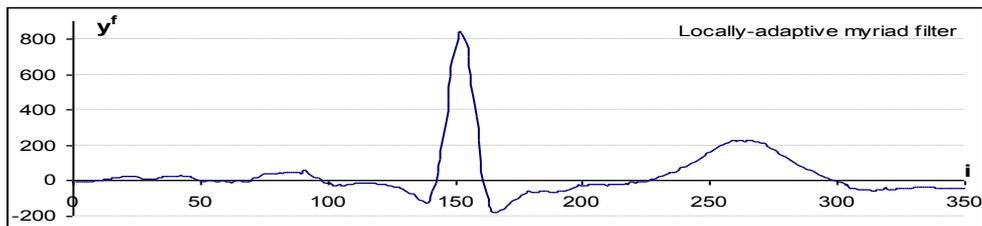
*a*



*б*

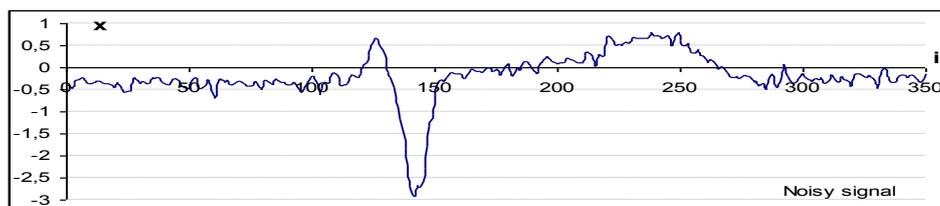


*в*

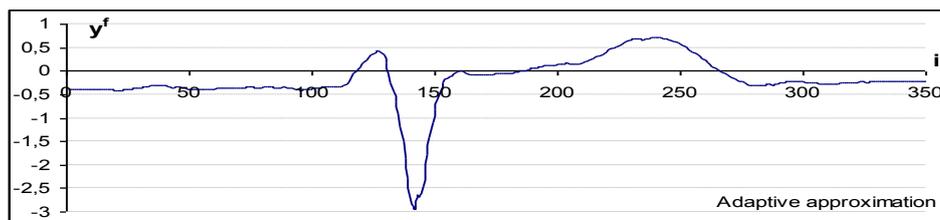


*г*

Рис. 3

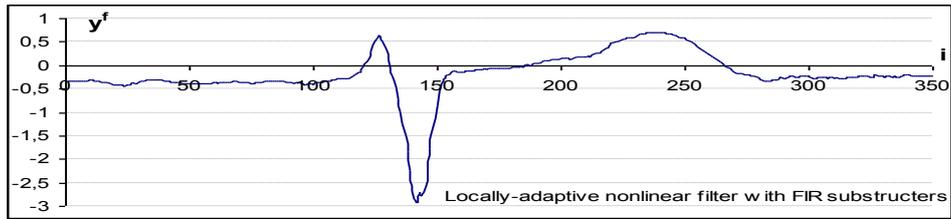


*a*



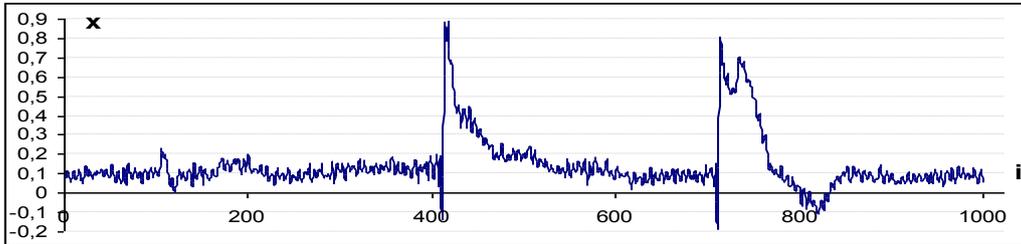
*б*

Рис. 4

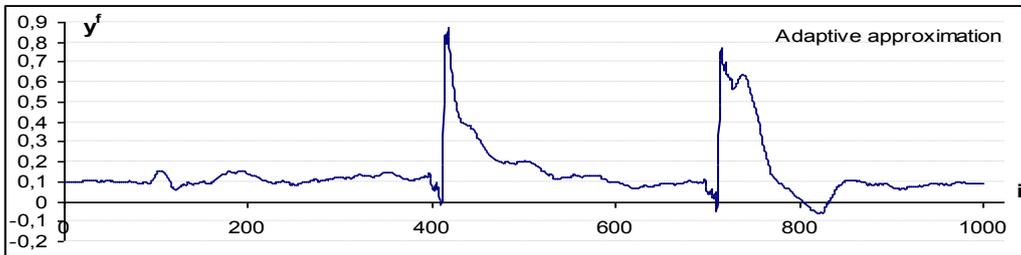


б

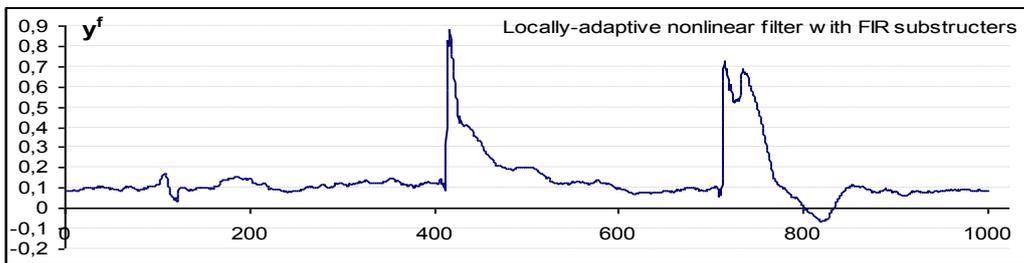
Рис.4 (Продолжение)



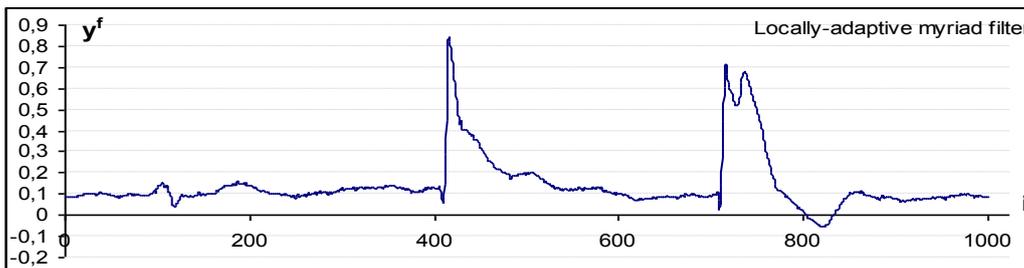
а



б

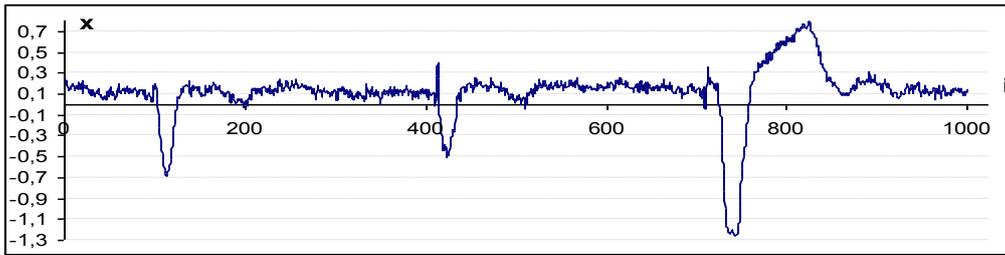


б

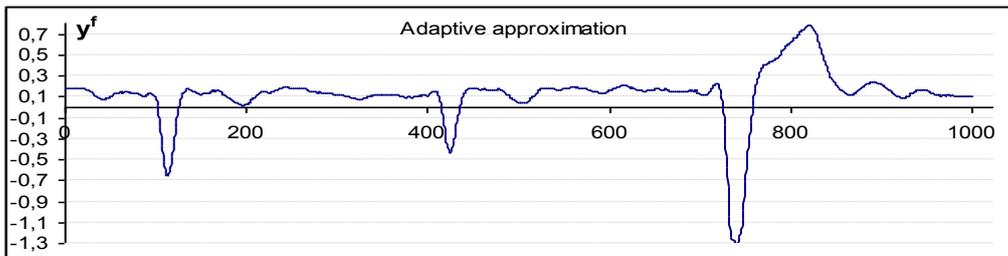


з

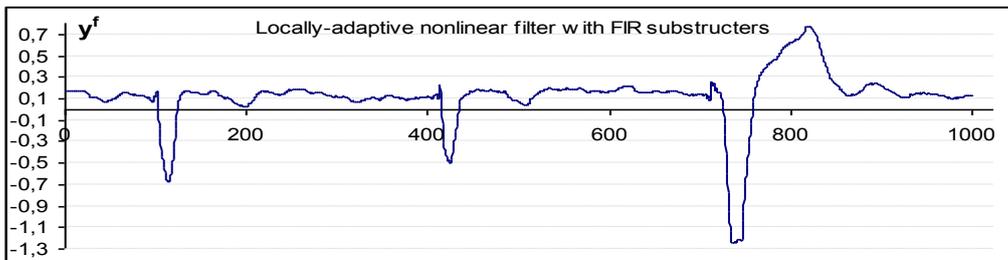
Рис. 5



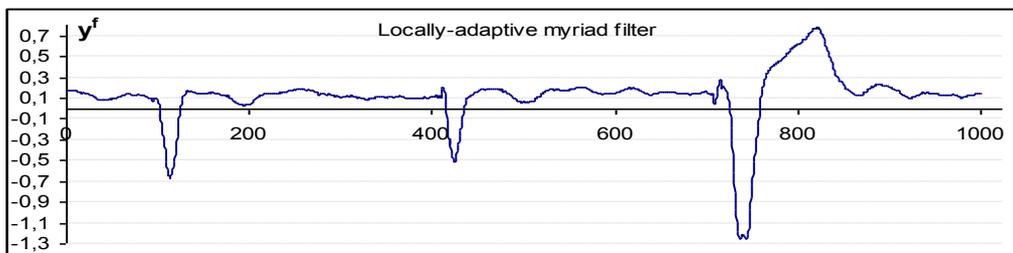
a



b

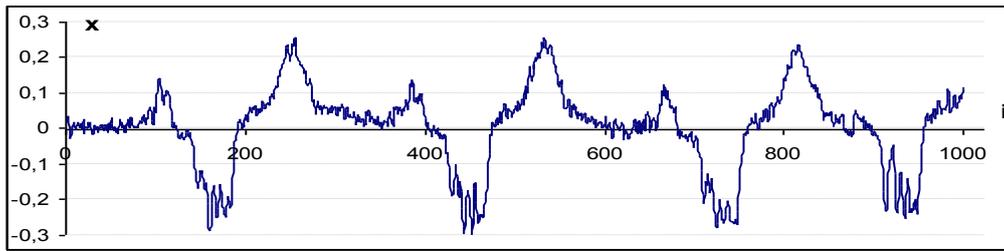


c

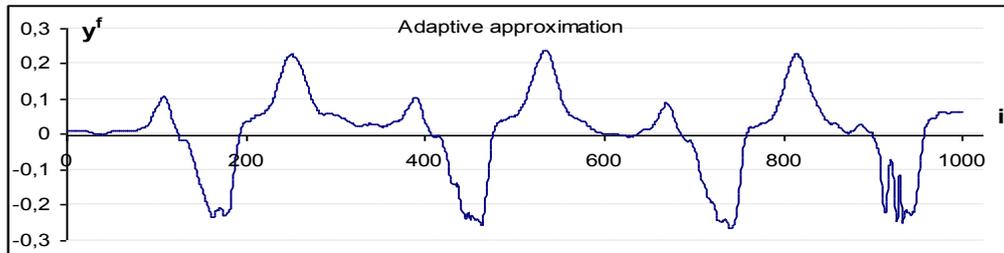


d

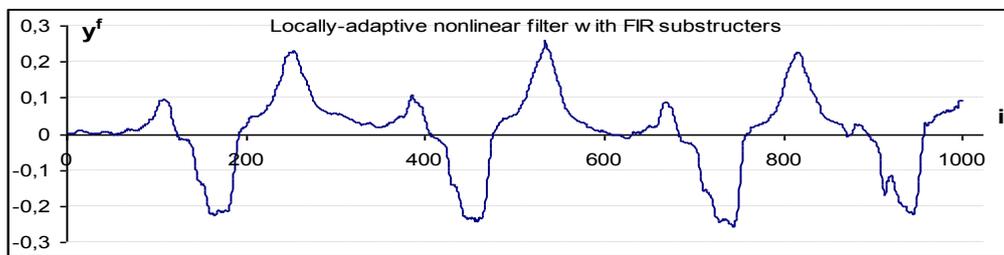
Рис. 6



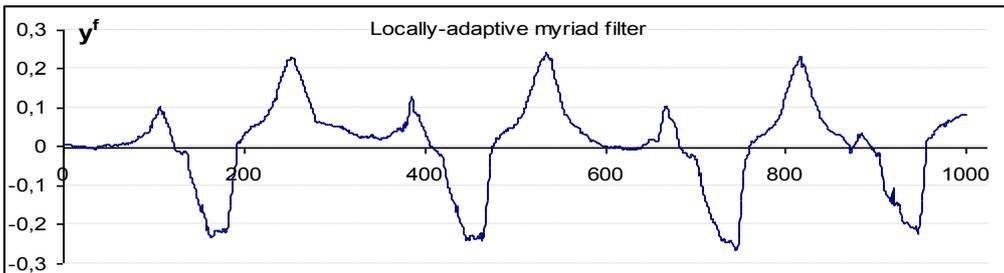
a



б



в



г

Рис. 7

## Заключение

Рассмотрены адаптивные алгоритмы фильтрации. Для тестовой модели сигнала ЭКГ, регистрируемого с частотой дискретизации 400 Гц, при условиях различного уровня аддитивного гауссова шума, смешанного аддитивного и сигнально-зависимого шума получены статистические оценки эффективности по критериям среднеквадратической ошибки (СКО) и отношения сигнал-шум (ОСШ). На модельных и реальных сигналах показано обеспечение высокого качества обработки ЭКГ нелинейными локально-адаптивными фильтрами (ЛАФ).

Нелинейный ЛАФ с экстраполирующими КИХ-субапертурами характеризуется высоким быстродействием и устойчивостью вычислений, функционирует в реальном времени, не требует предварительной оценки дисперсии и времени для настройки параметров фильтра. Обеспечивая лучшие динамические свойства, данный ЛАФ практически не уступает по эффективности подавления шума оптимальному адаптивному аппроксимирующему фильтру

с изменяемым в зависимости от свойств сигнала размером окна, который не применяется в реальном времени.

Мириадный ЛАФ с сигнально-зависимым изменением размера скользящего окна и параметра мириадной оценки [8] среди рассмотренных высокоэффективных фильтров обеспечивает наилучшее качество обработки ЭКГ при частоте дискретизации 400 Гц. В результате фильтрации при среднем – высоком уровне шума выходное ОСШ возросло на 10 – 10,5 дБ, а интегральные показатели СКО уменьшились в 10 раз. При этом, возможен оптимальный подбор параметров мириадного ЛАФ (размеров окон, поправочных коэффициентов для адаптивного вычисления параметра мириадной оценки  $K$ , параметров фильтра для предварительной обработки сигнала, окна для вычисления параметра локальной адаптации  $Z$ ), исходя из условий достижения максимума ОСШ и минимума СКО для определенного класса сигналов с учетом частоты дискретизации. Несмотря на более сложный алгоритм для мириадного ЛАФ также возможна реализация в реальном времени.

**Список літератури:** 1. *Astola J., Kuosmanen P.* Fundamentals of Nonlinear Digital Filtering. – USA: CRC Press LLC, 1997. – 276 p. 2. *Лукин В.В.* Динамические и статистические свойства алгоритмов нелинейной фильтрации одномерных информационных сигналов // *Авиационная и ракетно-космическая техника* : сб. науч. тр. Нац. аэрокосм. ун-та им. Н.Е. Жуковского "ХАИ". – Вып.7.– X., 1998.– С.134-141. 3. *Лукин В.В., Тулякова Н.О., Дорожук М.О.* Анализ свойств алгоритмов нелинейной фильтрации одномерных информационных сигналов // *Авіаційно-космічна техніка та технологія* : зб. наук. пр. Нац. аэрокосм. ун-ту ім. М.Є.Жуковського "ХАИ". – Вып.12. – X., 1999. – С.109-113. 4. *Лукин В.В.* Анализ поведения показателей локальной активности для нелинейных адаптивных фильтров // *Радиофизика и электроника* : сб. научн. тр. НАН Украины. Ин-т радиофизики и электроники им. А.Я. Усикова. – X., 1998. – Вып.3, №2. – С.80-89. 5. *Колодяжний В.М., Тулякова Н.О.* Методы локально-адаптивной нелинейной фильтрации сигнала электрокардиограммы // *Радиотехника*. – 2011. – Вып.164. – С.108-119. 6. *Бых А.И., Тулякова Н.О.* Методы локально-адаптивной устойчивой фильтрации с линейными субапертурами с конечной импульсной характеристикой // *Радіоелектронні і комп'ютерні системи* : зб. наук. праць Нац. аэрокосм. ун-ту ім. М.Є. Жуковського "ХАИ". – 2012. – №2 (54). – С.25-34. 7. *Тулякова Н.О.* Локально-адаптивные мириадные фильтры // *Радиотехника*. – Вып.179 X., 2014. – С.50-59. 8. *Christov I.* Filtering of electrocardiogram artifacts from the electrocardiogram // *Med. Eng. Phys.* – 1999. – Vol.21. – P.731-736. 9. *Тулякова Н.О.* Методы устранения миографического шума в электрокардиограмме // *Радіоелектронні і комп'ютерні системи* : зб. наук. праць Нац. аэрокосм. ун-ту ім. М.Є. Жуковського "ХАИ". – 2014. – №2 (66). – С.85-92. 10. *Gonzalez J.G., Arce GR.* Statistically-Efficient Filtering in Impulsive Environments: Weighted Myriad Filters // *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*. – 2002. – Vol.1, №1. – P.4-20. 11. *Тулякова Н.О., Трофимчук А.Н., Стрижак А.Е.* Алгоритмы мириадной фильтрации // *Радіоелектронні і комп'ютерні системи* : зб. наук. праць Нац. аэрокосм. ун-ту ім. М.Є. Жуковського "ХАИ". – 2014. – №4 (68). – С.76-83. 12. *Pander T.* Impulsive Noise Filtering In Biomedical Signals With Application of New Myriad Filter // *Biosignal' 2010: Proc. of the Int. Conf.* – 2010. – P.94-101. 13. *Абрамов С.К.* Алгоритм реализации мириадной фильтрации // *Авиационно-космическая техника и технология* : сб. науч. тр. Нац. аэрокосм. ун-та им. Н.Е. Жуковского "ХАИ". – X., 2000. – Вып.21. – С.143-147.

*Институт прикладной физики НАН Украины*

*Поступила в редколлегию 05.02.2015*